

지지면에 따른 균형훈련이 하이힐을 신은 여성의 균형능력에 미치는 영향

황진욱 · 배원식*

좋은강안병원 물리치료실, *경남정보대학교 물리치료학과

Effects of Woman's Ability Balance High heels According to the Supporting Surface Balance Training

Hwang Jinuk, PT · Bae Wonsik, PT, MPH[†]

Dept. of Physical Therapy, Gang-an Hospital

[†]*Dept. of Physical Therapy, Kyungnam College of Information & Technology*

Abstract

Purpose : The purpose of this study is balanced exercise program according to the supporting surface any affect women's ability to balance high heels.

Methods : This study subjects were normal 20 females in their twenties. They were divided into stable supporting surface(n=10), unstable supporting surface(n=10), and they exercised three times a week for 5 weeks. In order to compare the difference of balance, the subjects were measured before and after training. Balance was examined using the balance master 7.0 version systems.

Results : 1. There was significant difference values between pre-exercise and post-exercise of unstable surface group on the FORM-EO and FORM EC of MCTSIB and all of Unilateral Stance variables.

2. There was significant difference values between pre-exercise and post-exercise of stable surface group on the mean EPE, mean MXE, and mean DCL of LOS.

3. There was significant difference values between pre-exercise and post-exercise of unstable surface group of the rhythmic weight shift.

4. There was significant difference value in the slow directional control of rhythmic weight shift between groups after exercise.

Conclusion : Training on stable supporting surface group and unstable supporting surface group improve balance.

Key Words : balance training, high heel, unstable, stable

*교신저자 :

배원식 f452000@nate.com, 051-320-2913

접수일 2013년 5월 28일 | 수정일 2013년 6월 21일 | 게재확정일 2013년 6월 28일

I. 서론

균형은 감각정보 통합, 신경계 처리, 생체 역학적 요인을 포함하는 복잡한 동작 조절 작업으로서 두발이나 한발로 기저면 내에서 적응하는 능력이다(Duncan, 1989). 기저면 내에서 중력 중심을 유지하여 자세안정성을 지속적으로 유지해가는 과정이며(Cohen 등, 1993), 공간에서 자세를 유지하거나 통제하고 협응된 방법으로(배성수, 1997), 인간이 일상생활을 하는 동안 매우 중요한 영향을 미치고 있다(Cohen 등, 1993). 균형은 정적 균형과 동적 균형으로 나눌 수 있으며, 정적 균형은 기저면이 움직이거나 외부로부터 자극이 주어졌을 때, 또는 스스로 움직임을 수행 할 때의 균형을 말한다(Ragnarsdottir, 1996). 반면, 동적 균형은 신체가 움직일 때 균형을 유지하는 것으로 신체가 움직이는 동안 중력 중심을 지지 기저면 내에 두어 원하는 자세를 유지하는 능력이다(배성수 등, 1992). 정적이든 동적이든 균형성을 쉽게 유지하는 것은 반고리관의 기능, 근과 건 및 관절의 운동 감각, 신체의 시각적 지각, 이들 세 기능의 협응 능력에 좌우되며, 정적 직립 상태에서 균형성은 형태적인 특성보다 생리적인 특성에 의해 좌우된다고 주장하였다(Verkindt 등, 2009).

균형 조절을 향상시키기 위한 방법으로는 하지의 근력증진운동, 시각적 피드백과 바이오피드백 등을 이용한 고유수용성감각 훈련 등 여러 가지 다양한 방법의 연구가 진행되고 있다(Walker 등, 2000). 고유수용성 감각이나 균형을 향상시키는 방법들에는 일상생활에서 활용할 수 있고 누구나 쉽게 접할 수 있는 공기가 들어 있는 원판으로 된 불안정 지지면 운동은 불안정한 바닥에서 균형을 유지하는 운동으로서, 다리근력을 향상시키는데 효과적이며 불안정 지지면에서 운동하는 특성으로 인하여 고유수용성감각을 향상시키는데 효과가 있다고 보고되고 있다(나영무 등, 1999). 불안정한 지지면과

안정한 지지면은 서로 다른 체성감각을 자극한다. 따라서, 불안정한 지지면에서 기립 균형을 이루는 노력 자체만으로도 다양한 반작용력을 갖게 하고 건, 인대, 그리고 관절의 수용기를 모두 활성화시킬 수 있다(Lee, 2007). 안정한 지지면에서의 운동보다는 불안정한 지지면을 제공함으로써 외적인 동요를 증가시켜 자세 정위 능력을 효과적으로 바꾸어 감각계 및 운동계를 더욱 빨리 수정할 수 있게 하고, 스스로 자세조절을 할 수 있는 자세전략에 도움을 준다고 하였다(Shumway-Cook & Horak, 1986).

현대 여성들은 사회활동 증가와 함께 다양한 형태의 하이힐을 착용하고 있으며, 대부분의 여성들은 높은 굽 신발을 신고 생활하며 보행한다(Franklin 등, 1995). 굽높이가 높아질수록 걸음걸이 동작을 할 때 상하 움직임을 변동이 커짐을 알 수 있고, 이 사실이 의미하는 것은 굽높이가 높아지면 CBM(center of body mass)도 마찬가지로 상승하여 곧은 자세로 걷지 못하고 상하의 변동이 심한 불안정한 걸음걸이를 취하게 되며(이창민과 정은희, 2001), 좌우 지면반발력과 충격력에 영향을 미친다고 주장하였다(Wang 등, 2001). 결국 장시간 높은 굽 신발을 착용하면 신체분절의 위치, 무게 중심에 변화가 있게 되고 이를 보상하기 위한 운동학적 및 동력학적인 변화가 있게 된다(Snow & Williams, 1994). 높은 굽 신발은 발바닥의 내측궁을 높게 만드는 원인이 되며(Kapandji, 1974), 보행 중 발의 앞쪽으로 체중이 쏠리게 된다(Voloshin & Wosk, 1982). 또한 시상면에서 신체배열을 변화시킨다(Snow & Williams, 1994).

한편, 국내 논문에서는 하이힐에 관한 내용이 많지 않은 실정이다. 따라서 본 연구의 목적은 지지면에 따른 균형운동 프로그램이 20대 하이힐을 신은 여성의 저하된 균형능력에 어떠한 영향을 미치는지를 알아보고 이에 대한 기초자료를 제공하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구대상자

본 연구는 2012년 6월부터 10월 까지 부산지역에 살고 있는 20대 여성 중, 주 3회 이하로 하이힐을 착용하는 자로, 신발 사이즈는 240~245mm로 제한하였고, 하이힐의 굽 높이는 7cm로 제한하였다. 연구대상자는 연구대상의 선정 기준에 부합되는 자를 선정하여 연구의 목적과 방법에 대해 설명을 충분히 한 후, 자발적인 동의를 얻은 자를 대상으로 하였으며 연구 조건을 모두 만족하는 20명을 편의 표본추출 하여, 이들을 A군(안정한 지지면 10명), B군(불안정한 지지면 10명)로 나누었다. 연구대상자 선정 기준은 다음과 같았다. .

첫째, 시각 장애를 가지고 있지 않고, 약물을 투여하지 않은 자.

둘째, 뇌 질환과 전정기관 장애나 신경학적 장애가 없는 자.

셋째, 근골격계, 신경계 및 전정기관의 질환 및 손상이 없는 자.

2. 연구 방법

1) 연구 절차

본 연구의 전체적인 진행절차는 다음과 같다(그림 1).

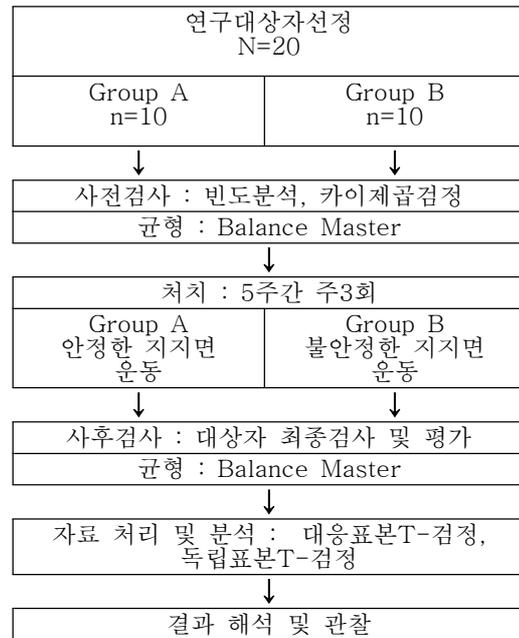


그림 1. 연구절차

2) 연구 방법

가. Group A : 안정한 지지면 운동 그룹 (Stable Surface Group)

안정 지지면 균형 강화 운동은 단단한 바닥에서 맨발로 실시되었다. 준비운동과 마무리운동을 뺀 본운동의 세트 수는 각각 6세트로 세트 당 운동시간을 40초로 실시하였다. 운동 수행 시 대상자의 안전사고를 위하여 약간의 보조를 허용하였다(그림 2).



그림 2. 안정 지지면 운동

나. Group B : 불안정한 지지면 운동 그룹 (Unstable Surface Group)

불안정 지지면 균형 강화 운동은 정적, 동적, 기능적 단계에서 지지면의 변화를 위해

밸런스 패드 위에서 맨발로 실시되었다. 준비운동과 마무리운동을 제외한 본 운동의 세트 수는 각각 6세트로 세트 당 운동시간을 40초로 실시하였다. 운동 수행 시 대상자의 안전사고를 위하여 약간의 보조는 허용을 했다(그림 3).



그림 3. 불안정 지지면 운동

3) 운동 방법

운동방법은 Bernier와 Perrin(1998)의 운동프로그램을 참조하여 본 연구자가 수정 보완하여 사용하였다(그림 4).

가. 전신스트레칭

나. 두발 균형 유지하기

바닥에 밸런스 패드를 놓고 대상자가 선 자세에서 눈을 뜨고 두발로 균형을 잡는다.

다. 오른발 균형잡기

바닥에 밸런스 패드를 놓고 대상자가 선 자세에서 눈을 뜨고 오른발로 균형을 잡는다.

라. 왼발 균형 유지하기

바닥에 밸런스 패드를 놓고 대상자가 선 자세에서 눈을 뜨고 왼발로 균형을 잡는다.

마. 눈감고 균형 유지하기

바닥에 밸런스 패드를 놓고 대상자가 선 자세에서 눈을 감고 두발로 균형을 잡는다.

바. 전신 스트레칭

훈련종목	훈련강도	세트	세트 당 운동시간	세트 당 휴식시간	총 운동시간
준비운동	전신스트레칭	1	4분	1분	5분
본운동	두발 균형잡기	6	40초	10초	5분
	오른발 균형잡기	6	40초	10초	5분
	왼발 균형잡기	6	40초	10초	5분
	눈감고 두발 균형잡기	6	40초	10초	5분
마무리운동	전신스트레칭	1	4분	1분	5분

그림 4. Bernier와 Perrin의 6가지 균형운동

3. 측정 방법 및 도구

대상자들의 균형능력은 프로그램 중재 전, 프로그램 중재 종료 후로 총 2회 측정하였다.

1) 실험 도구

구두의 형태에 따른 자료의 오차를 줄이기 위해 구두의 형태는 여성이 가장 많이 착용하는 일반적인 구두로서 앞쪽이 막힌 펌프스(pumps)로 갑피는 합성가죽, 내피는 비닐가죽, 밑창과 굽은 고무소재로 구성되었다. 사이즈는 245mm 이며 굽 높이는 7cm로 굽의 폭은 1cm 였다(그림 5).



그림 5. 실험에 사용된 구두

2) 균형능력 검사

균형능력은 근골격계의 손상, 스포츠 손상, 신경운동장애 등에 광범위하게 평가 및 재활 트레이닝에 사용되고 있는 균형분석기

(Balance master 7.0 version, NeuroCom International, U.S.A)를 이용하였다.

가. 정적 자세균형 제어력

A. 체중부하/스쿼트(Weight Bearing /squat)

균형분석기의 힘판 위에 대상자가 두 발로 서서 슬관절을 0°, 30°, 60°, 90°로 굴곡시켜 굴곡 각도 변화에 따른 좌·우 측의 체중부하를 측정하였다. Hus 등(2003)의 선행연구에서 사용된 공식을 이용하여 체중부하의 비대칭 정도를 측정하였는데, 비대칭지수를 계산하기 위한 공식은 다음과 같다.

$$\text{체중부하 비대칭지수} = |1 - (\text{좌측 체중분포량} / \text{우측 체중분포량})|$$

B. 균형감각 자세유지(Modified Clinical Test Sensory Interaction Balance, M-CTSIB)

균형분석기의 힘판 위에 피검사자를 서게 한 후 10초간 지속하게 하여 3회를 측정하였다. 이때 힘판에 가해지는 신체 압력중심의 변화를 모니터 상에서 추적하고 동요의 폭과 높이를 기준으로 하여 눈을 뜬 상태와 감은 상태의 자세에서 평균 변화속도를 계산하였다.

C. 한 발 서기(Unilateral Stance)

균형분석기의 딱딱한 힘판 위에 피검사자를 서게 한 후 눈을 뜬 상태와 눈을 감은 상태에서 대상자를 한쪽 다리로 서게 한 후 10초간 유지하게 하여 각각 3회 측정하였다. 이때 힘판에 가해지는 신체 압력중심의 평균무게 중심점의 흔들림 속도를 구하였다.

나. 동적 자세균형 제어력

A. 안정 한계(Limits Of Stability, LOS)균형분석기의 모니터 상에 시계 방향으로 8개의 목표물을 표시하고 중심에 대상자의 압력 중심이 나타나도록 하였다. 대상자가 자

신의 무게중심을 이동하여 시계 방향으로 모니터 상의 압력 중심이 표시된 8개의 목표물을 향하여 이동하도록 하는데, 이때 한 목표물을 향하여 이동하는 시간은 10초로 하여 검사하였다. 각 방향의 목표물에 대하여 반응 시간, 이동 속도, 이동 거리(정점, 최대), 방향 조절력을 측정하였다.

B. 동적 체중이동(Rhythmic Weight Shift)

동적 체중이동 검사는 좌·우, 전·후 방향으로 신체 중심점을 이동하는 검사로서 이동 속도(slow, medium, fast)에 따른 구간 속도와 방향 조절력을 측정하였다. 이때 느린 속도는 3초당 한 축으로의 이동(3 second transitions), 중간 속도는 2초당 한 축으로의 이동(2 second transitions), 빠른 속도는 1초당 한 축으로의 신체 중심점을 이동(1 second transitions)하는 검사이다. 구간 속도(on-axis velocity)는 운동 방향으로 동적 체중을 이동하는 것으로서 초당 각 속도(deg/sec)로 나타내며, 방향 조절력은 운동 방향으로 일직선으로 도달하는 데 동요된 정도를 백분율(%)로 표시되게 하였다(나영무 등, 2003). 각 2회 반복 시행하였다.

4. 분석 방법

조사된 결과는 SPSS Win. version 20.0 program을 이용하여 통계처리 하였으며, 본 연구에서 사용한 분석 방법은 다음과 같다.

첫째, 그룹 간 동질성 검사를 위하여 카이제곱 검정을 실시하였다.

둘째, 그룹 내에서 중재 전·후 차이를 검증하기 위하여 paired T-test를 실시하였다.

셋째, 중재 후 그룹 간 차이를 검증하기 위하여 independent T-test를 실시하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

본 연구에 참여한 대상자는 20대 성인 여성 20명이었고, 10명씩 무작위로 두 그룹으로 나누었다. 연구대상자의 일반적 특성을 파악하기 위하여 연령, 키, 체중 및 발 크기에 대하여 조사하였다. 평균 연령은 23.85±2.54세 이었고, 평균 신장은 163.55±4.67cm 이었으며 평균 체중은 57.15±9.38kg 이었고, 평균 발 크기는 242±2.51mm 이었다(표 1).

표 1. 대상자의 일반적 특성 (N=20)

변 수	M±SD
Age(years)	23.85±2.54
Height(cm)	163.55±4.67
Weight(kg)	57.15±9.38
Foot length(mm)	242±2.51

M±SD : 평균±표준편차

2. 두 그룹 간의 동질성 검정

대상자의 일반적 특성에 대하여 카이제곱 검정으로 분석한 결과 두 그룹 간에 통계적으로 유의한 차이가 없어 두 집단은 동질 집단으로 볼 수 있었다(표 2).

표 2. 두 그룹 간의 동질성 검정 (N=20)

변수	안정지지면(n=10) 불안정지지면(n=10)		X ²	P값	
	n(%)	n(%)			
Age(year)	20~22	5(50)	1(10)	5.333	.069
	23~25	4(40)	4(40)		
	26~28	1(10)	5(50)		
Height(Cm)	161 이하	4(40)	2(20)	3.333	.189
	162~165	4(40)	2(20)		
	166 이상	2(20)	6(60)		
Weight(kg)	52 이하	4(40)	3(30)	2.095	.351
	53~59	2(20)	5(50)		
	60 이상	4(40)	2(20)		
Foot lenth(mm)	240	6(60)	6(60)	.000	1.000
	245	4(40)	4(40)		

3. 그룹 내에서 중재 전·후의 차이 검증

1) 체중부하/스쿼트 검사(Weight Bearing/Squat)

두 그룹간의 체중부하 비대칭지수 변수에 대해 중재 전·후의 차이를 알아보기 위해 대응 T-검정으로 분석한 결과, 체중지지 0°, 30°, 60° 90°에서 A, B그룹 모두 통계적으로 유의하지 않았다(p>.05).

2) 균형감각 자세유지 검사(M-CTSIB)

두 그룹간의 균형감각 자세유지 변수에 대해 중재 전·후의 차이를 알아보기 위해 대응 T-검정으로 분석한 결과, 표 3에서 B 그룹 내에서 불안정한 바닥의 눈 뜬 상태(p<.01)와 눈 감은 상태(p<.05)에서만 통계학적으로 유의하였고, 나머지 측정변수들은 통계학적으로 유의한 차이가 없었다(p>.05).

표 3. 두 그룹의 중재 전·후의 M-CTSIB 차이 (N=20)

변 수		중재 전	중재 후	대응차	T값	P값
		M±SD	M±SD			
FIRM-EO	SS	.51±.37	.38±.17	-.13	1.75	.115
	US	.22±.09	.31±.13	.09	1.83	.101
FIRM-EC	SS	.49±.37	.39±.14	-.10	1.04	.326
	US	.27±.10	.28±.11	.01	0.36	.726
FORM-EO	SS	.58±.22	.40±.26	-.18	1.87	.095
	US	.59±.26	.26±.16	-.33	3.67	.005**
FORM-EC	SS	.72±.34	.48±.21	-.24	1.73	.118
	US	.82±.30	.35±.26	-.47	3.28	.010*

*: p<.05, **: p<.01

EO: Eye Open, EC: Eye Closed, SS: Stable Surface, US: Unstable Surface

3) 한발서기 검사(Unilateral Stance) 대응 T-검정으로 분석한 결과, 눈 뜬 상태
 표 4에서 두 그룹간의 한발서기 변수에 와 눈 감은 상태에서의 한발서기는 두 그룹
 대해 중재 전·후의 차이를 알아보기 위해 모두 통계학적으로 유의하였다(p<.01).

표 4. 두 그룹의 중재 전·후의 Unilateral stance의 차이 (N=20)

변 수		중재 전	중재 후	대응차	T값	P값
		M±SD	M±SD			
LEFT-EO	SS	1.4±0.4	0.43±0.23	-.97	6.91	.000***
	US	1.49±0.87	0.36±0.22	-1.13	4.12	.003**
LEFT-EC	SS	1.85±0.87	0.35±0.17	-1.5	5.96	.000***
	US	2.21±1.11	0.35±0.2	-1.86	5.86	.000***
RIGHT-EO	SS	1.18±0.31	0.35±0.26	-.83	5.28	.001**
	US	1.11±0.41	0.23±0.11	-.88	6.14	.000***
RIGHT-EC	SS	1.58±0.48	0.28±0.19	-1.3	8.22	.000***
	US	2.19±0.77	0.25±0.14	-1.94	8.26	.000***

** : p<.01, *** : p<.001

4) 안정한계 검사(LOS) 그룹 모두 통계학적으로 유의한 차이가 있
 두 그룹간의 안정성 한계 변수에 대해 중 었고, 평균 최대 이동거리에서는 A그룹에서
 재 전·후의 차이를 알아보기 위해 대응 T- 만 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며
 검정으로 분석한 결과, 평균 반응시간과 평 (p<.01), 평균 방향 조절력에는 A(p<.01),
 균 움직임 조절력은 두 그룹 모두 통계학적 B(p<.05)그룹 모두 통계학적으로 유의한
 으로 유의한 차이는 없었다(p>.05). 평균 차이가 있었다(표 5).

정점 이동거리에서는 A(p<.01), B(p<.05)

표 5 . 두 그룹의 중재 전과 중재 후의 LOS 차이 (N=20)

변 수	중재 전		중재 후		대응차	T값	P값
	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD			
meam RT	SS	.91±.17	.80±.20		-.11	1.22	.252
	US	.78±.16	.83±.21		.05	-.79	.448
mean MVL	SS	4.13±1.24	3.84±.92		-.29	.54	.598
	US	4.39±1.75	3.89±1.17		-.50	1.58	.149
LOS mean EPE	SS	61.6±7.81	77.20±6.28		15.6	-5.64	.000***
	US	71±11.53	81.65±6.22		10.65	-2.69	.025*
mean MXE	SS	79.73±7.23	88.49±5.80		8.76	-3.29	.009**
	US	86.26±6.30	88.26±5.62		2.00	-.81	.436
mean DCL	SS	57.34±10.83	71.2±8.86		13.86	-3.31	.009**
	US	63.43±10.84	75.9±6.32		12.47	-3.06	.013*

*: p<.05, **: p<.01, ***: p<.001

RT: Reaction Time, MVL: Movement Velocity

EPE: End Point Excursions, MXE: Maximal Excursions, DCL: Directional Control.

5) 동적 체중이동 검사(Rhythmic W-S) 그룹간의 동적 체중이동 변수에 대해 중재 전·후의 차이를 알아보기 위해 대응 T-검정으로 분석한 결과, 표 6에서 좌·우 방향으로 체중 이동에서는 medium-축 이동거리(p<.05)와 fast-축 이동거리(p<.01) 모

두 B그룹에서만 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 전·후 방향으로 체중 이동에서는 slow-방향 조절력(p<.01)에서 B그룹만 통계학적으로 유의한 차이가 있었다. 그리고 나머지 측정변수들은 통계학적으로 유의한 차이는 없었다(p>.05).

표 6. 두 그룹의 중재 전·후의 Rhythmic W-S 차이 (N=20)

변 수	중재 전		중재 후		대응차	T값	P값
	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD			
L/R On-axis velocity	slow	SS	3.51±.46	3.05±.41	-.46	2.10	.065
		US	3.26±.53	2.92±.42	-.34	1.74	.115
	medium	SS	4.99±.62	4.89±.49	-.10	.39	.707
		US	5.23±.64	4.47±.69	-.76	3.21	.011*
Rhythmic W-S	fast	SS	8.84±1.51	8.83±1.65	-.01	.02	.982
		US	10.10±1.46	8.03±.74	-2.07	3.59	.006**
	slow	SS	53.70±24.41	64.40±14.06	10.70	-1.25	.241
		US	64.40±16.02	75.70±6.43	11.30	-3.42	.008**
F/B Directional control	medium	SS	60±24.95	67.60±11.71	7.60	-.80	.447
		US	72.80±14.20	74.60±9.94	1.80	-.51	.624
	fast	SS	60.50±21.61	74±12.56	13.50	-1.58	.149
		US	65±23.30	80.10±6.90	15.10	-2.11	.064

*: p<.05, **: p<.01

L: Left, R: Right, F: Front, B: Bac

4. 중재 후 그룹 간의 차이 검증

1) 체중부하/스쿼트 검사(Weight Bearing/squat)

중재 후 두 그룹간의 체중부하 비대칭지수 변수에 대해 차이를 알아보기 위해 독립 T-검정으로 분석한 결과, 체중지지 0°, 30°, 60° 90° 모든 항목에서 A, B그룹 모두 통계적으로 유의하지 않았다(p>.05).

2) 균형감각 자세유지 검사(M-CTSIB)

중재 후 두 그룹간의 체중부하 균형감각 자세유지 변수에 대해 차이를 알아보기 위해 독립 T-검정으로 분석한 결과, 안정한 바닥과 불안정한 바닥 모두에서 두 그룹 모두 통계적으로 유의하지 않았다(p>.05).

3) 한발서기 검사(Unilateral Stance)

중재 후 두 그룹간의 한발서기 변수에 대해 차이를 알아보기 위해 독립 T-검정으로 분석한 결과, 눈 뜬 상태와 눈 감은 상태에

서의 한발서기는 모든 항목에서 두 그룹 모두 통계학적으로 유의하지 않았다(p>.05).

4) 안정한계 검사(LOS)

중재 후 두 그룹간의 안정한계 변수에 대해 차이값을 알아보기 위해 독립 T-검정으로 분석한 결과, 평균 반응시간, 평균 움직임 조절력, 평균 정점 이동거리, 평균 최대 이동거리, 평균 방향 조절력의 모든 항목에서 두 그룹 모두 통계학적으로 유의하지 않았다(p>.05).

5) 동적 체중이동 검사(Rhythmic W-S)

표 7에서 중재 후 두 그룹간의 동적 체중이동 변수에 대해 차이를 알아보기 위해 독립 T-검정으로 분석한 결과, 전·후 방향으로 체중 이동에서는 slow-방향 조절력(p<.05)에서만 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 나머지 측정변수들은 통계학적으로 유의한 차이는 없었다(p>.05).

표 7. 중재 후 두 그룹 간의 Rhythmic W-S의 차이 (N=20)

변 수	A(n=10)		B(n=10)		T값	P값
	M	SD	M	SD		
On-axis velocity	slow	1.86±.22	1.93±.17		-.79	.439
	medium	2.59±.29	2.65±.24		-.50	.620
	fast	4.88±.72	4.31±.94		1.51	.147
Rhythmic W-S	F/B slow	75.70±6.43	64.40±14.06		2.31	.033*
	Directional medium	74.60±9.94	67.60±11.71		1.44	.167
	control fast	80.10±6.90	74±12.56		1.35	.195

*: p<.05

IV. 고찰

본 연구는 하이힐을 신은 20대 성인 여성 20명을 대상으로 균형능력을 측정하였고, 안정 지지면과 불안정 지지면에서의 운동프로그램이 균형능력에 미치는 영향을 알아보고자 실시하였다.

인간의 균형은 감각기관을 통하여 신체의 움직임을 감지하여 중추신경계로 입력시켜

감각 통합 후 근골격계로 적절하게 반응을 수행하는 복잡한 과정을 통하여 달성된다(Nashner, 1989). 균형을 조절하는 요인으로는 운동반응이 이루어지는 동안 기계적 구조를 제공하는 자세정렬, 근골격계의 유연성을 포함하고 있는 근골격계적 요인과 시각, 전정감각, 고유수용성 감각이 포함되어 있는 신경학적 요인이 있다. 인간은 이 두 가지 요인이 모두 효과적으로 작용할 때

비로써 균형조절을 하는 능력을 만들어 낼 수 있다(Shumway-Cook & Horak, 1986).

균형에 중요한 역할을 하는 발목관절은 발이 놓이는 표면에 스스로를 적응시켜 양발의 위치가 변화하는 활동을 수행할 때 과도한 불균형을 막아 신체에 적절한 기저부를 제공한다(Schenkman & Bulter, 1989). 발목 주변의 근력과 고유수용성 감각이 정상기능을 유지할 때 비로소 발목의 정적 안정성과 동적 안정성이 유지된다고 하였고, 균형능력 또한 향상된다고 하였다(Denegar, 2002).

Shumway-Cook과 Horak(1986)은 고유수용성 감각이 균형에 영향을 미치는지 알아보기 위하여 지지면에 스폰지를 깔아 지지면의 불안정을 유도하여 균형을 측정하였다. Howard 등(1995)은 관절 인지각과 불안정 발판에서의 정적 균형능력과 동적 균형능력간의 상관성이 각각 $r=0.85$, $r=0.89$ 로 높다고 하였다. 즉 지지면이 불안정 할수록 발에서 올라가는 고유수용성 감각이 지지면이 안정될 때보다 방해받아서 균형능력이 감소된 것으로 판단된다. 그리고 두 눈을 뜨고 감았을 때 균형 수행력의 차이가 있었으며, 눈을 감았을 때 균형 수행력이 더 떨어졌다고 하였다(Bohannon & Lakin, 1984).

본 연구에서도 마찬가지로, 그룹 간에 정적 균형검사인 균형감각 자세유지와 한발서기 검사를 실시한 결과 유의한 차이를 보였고, 불안정한 지지면과 두 눈을 감았을 경우 균형 수행력이 더 감소되었다.

Wang 등(2001)은 굽 높이의 변화는 좌·우 지면반발력과 충격력에 영향을 미친다고 주장하였다. 신발 굽의 높이가 높을수록 허리 근육의 피로에 영향을 더 주며(현수돈과 김정룡, 1997), 높은 굽의 구두를 신는 사람들의 동적 균형수행 능력이 떨어진다고 하였다. 7 cm 굽의 구두를 착용한 집단이 3 cm 굽의 구두를 착용한 집단보다 더 큰 자세 흔들림을 나타냈으나 그 차이는 통계적으로 유의하지 않은 것을 발견하였다(이

건철 등, 2004).

동적 균형검사인 안정한계 검사에서 평균 반응시간과 평균 움직임 조절력은 두 그룹 모두 통계학적으로 유의한 차이는 없었다. 하지만 평균 정점 이동거리에서는 두 그룹 모두 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 평균 최대 이동거리에서는 A그룹에서만 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 평균 방향 조절력에는 두 그룹 모두 통계학적으로 유의한 차이가 있었다. 동적 체중이동 검사에서 좌·우 방향으로 체중 이동에서는 medium-축 이동거리와 fast-축 이동거리 모두 B그룹에서만 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 전·후 방향으로 체중 이동에서는 slow-방향 조절력에서 B그룹만 통계학적으로 유의한 차이가 있었다.

본 연구의 제한점은 연구대상자의 표본이 적어 본 연구결과를 일반화하기에는 미흡하며 실험이 5주 동안의 짧은 기간 동안 이루어져 충분한 운동의 효과를 거두는 데 어려움이 있었으며, 또한 연구대상자의 실험 이외의 시간을 통제하지 못했기 때문에 정확한 실험 결과를 얻는 데 제한점이 있었다. 그러나 앞으로 불안정한 발판을 이용하여 다양한 연령과 대상자에 대한 연구가 필요하며 균형운동의 기간과 대상자의 수와 연령대를 넓혀서 다양한 조건에 따른 연구가 필요할 것이며 이에 대한 기초자료로 활용되기를 기대한다.

V. 결론

본 연구는 지지면에 따른 균형운동 프로그램이 20대 하이힐을 신은 여성의 저하된 균형능력에 어떠한 영향을 미치는지를 분석하고자 하였으며, 연구 결과는 다음과 같다.

1. 균형감각 자세유지 검사는 그룹 내에서 운동 전에 비해 운동 후 FORM-EO와 FORM-EC 항목에서 불안정 지지면에서 향상되었다.

2. 한발서기 검사는 그룹 내에서 운동 전

에 비해 운동 후 LEFT-EO, LEFT-EC, RIGHT-EO, RIGHT-EC 모든 항목에서 안정 지지면과 불안정 지지면 모두 향상되었다.

3. 안정한계 검사 EPE 항목에서 안정 지지면과 불안정 지지면 모두 운동 전에 비해 운동 후 향상되었다. MXE 항목에서는 운동 후 안정 지지면에서만 향상되었으며, DCL 항목에서는 운동 후 안정 지지면과 불안정 지지면 모두 향상되었다.

4. 동적 체중이동 검사는 좌·우 방향으로 체중 이동 시 medium-축 이동거리와 fast-축 이동거리 항목에서 운동 전에 비해 불안정 지지면에서 운동 후 향상되었고, 전·후 방향으로 체중 이동 시 slow-방향 조절력 항목에서 운동 후 불안정 지지면에서만 향상되었다.

5. 운동 중재 후 동적 체중이동 검사에서는 전·후 방향으로 체중 이동시 slow-방향 조절력에서 그룹 간에 차이를 보였다.

안정 지지면에서의 훈련과 불안정 지지면에서의 훈련이 균형을 향상시키는데 도움이 되지만 안정 지지면에서의 훈련과 불안정 지지면에서의 훈련이 두드러지게 차이를 나타내지는 못했다. 따라서, 하이힐을 신는 20대 여성들이 특별한 도구를 사용하지 않고도 균형을 향상시킬 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

나영무, 문재호, 성연재 등(1999). 기능적 족관절 불안정성 환자에서 발목 원관 훈련의 효과대한스포츠의학회지, 17(2), 406-412.

나영무, 이진철, 임길병 등(2003). 뇌졸중 환자에서 시지각 바이오피드백 훈련이 좌우 균형에 미치는 효과. 대한재활의학회지. 27(2), 165-176.

배성수(1997). 운동치료총론(역). 제 3판.

서울, 영문출판사.

배성수, 김한수, 이현옥 등(1992). 인체의 운동. 서울, 현문사.

이진철, 정혜미, 김상범 등(2004). 구두 굽 높이의 차이가 균형 수행 능력에 미치는 영향, 대한물리치료학회지. 16(3), 559-569.

이창민, 정은희(2001). 구두 굽 높이의 생체 역학적 효과에 관한 연구. 동의대학교 동의논집, 34, 327-333.

현수돈, 김정룡(1997). 여성 하이힐이 근육 피로에 미치는 영향에 관한 연구, 대한인간공학회 춘계학술대회 논문집, 304-310.

Bernier JN, Perrin DH(1998). Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. J Orthop Sports Phys Ther, 27(4), 264-275.

Bohannon RW, Lakin P(1984). Decreased in timed balance test scores with aging, Phys Ther, 64, 1067-1070.

Cohen H, Blatchly CA, Gombash LL(1993). A study of the clinical test of sensory interaction and balance. Phys Ther, 73(6), 346-351.

Denegar CR, Miller SJ(2002). Can chronic ankle instability be prevented? rethinking management of lateral ankle sprains. J Athl Train, 37(4), 430-435.

Duncan PT, Blance(1989). Proceedings of the APTA Forum.

Franklin Me, Chenier TC, Brauninger L, et al(1995). Effect of positive heel inclination on posture. J Orthop Sports Phys Ther, 21(2), 94-99.

Howard ME, Cawley PW, Losse GM, et al(1995). Correlation of static and dynamic balance indecis to injury history, performance criteria and

- physical finding in 595 elite college football players. 8th Annual AOSSM Specialty Day, Orlando, FL, Feb.
- Hus AL, Jan MH, Tang PF(2003). Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. Arch Phys Med Rehabil, 84(8), 1185-1193.
- Kapandji IA(1974). The physiology of the joints. 2nd ed. New York, Churchill Living stone.
- Lee SH(2007). "The Differences between aero step exercise and weight training on posture, physical fitness, balance, and hormone levels in the elderly", Ewha Womans University, master's thesis.
- Nashner LM(1989). Sensory, neuro muscular, and biomechanical contributions to human balance. Proceeding of the APTA Forum.
- Ragnarsdottir M(1996). The concept of balance. Phys Ther, 82(6), 368-375.
- Schenkman M, Bulter RB(1989). A model for multisystem evaluation and treatment of indivisual with Pakinson's disease. Phys Ther, 69, 932-943.
- Shumway-Cook A, Horak FB(1986). Assessing the influence of sensory interaction on balance: Suggestion from the fion the field. Phys Ther, 66, 1548-1550.
- Snow RE, Williams KR(1994). High heeled shoes: the effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rear foot motion, and ground reaction forces. Arch Phys Med Rehabil, 75(5), 568-576.
- Verkindt C, Dalleau G, Leroyer P, et al(2009). Quiet standing balance in pre-adolescent grils and woman. International Society of Biomechanics 12nd Congress Proceedings.
- Voloshin A, Wosk J(1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. J Biomech, 15, 21-27.
- Walker C, Brouwer BJ, Culham EG(2000). Use of visual feedback in retraining balance following acute stroke. Phys Ther, 80, 886-895.
- Wang Y, Pascoe DD, Kim CK, et al(2001). Force patterns of heel strike and toe off on different heel heights in normal walking. Foot & Ankle International, 22(6), 486 - 492.